

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-080834

(43)Date of publication of application : 05.04.1991

(51)Int.Cl.

A61B 5/14
A61B 1/00
A61B 5/0275

(21)Application number : 01-238896

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 14.09.1989

(72)Inventor : TSURUOKA TAKEO
NAKAMURA KAZUNARI
YOSHIKAWA MASASHI

(30)Priority

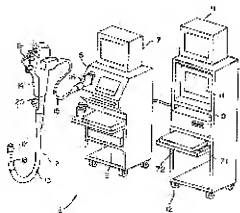
Priority number : 40111697 Priority date : 09.05.1989 Priority country : JP

(54) ENDOSCOPE DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To execute the measurement of the blood flow rate and the oxygen saturation quantity of an interest area and to facilitate the time lapse comparison by providing an image file means for storing an image signal so as to be retrievable, an area designating means of a display, and an arithmetic processing means of the blood flow rate or the oxygen saturation degree.

CONSTITUTION: Light beams of R, G and B are radiated to a body to be photographed from the tip through a light guide 21, and tints reflected light is brought to image formation on a CCD 32 by an objective lens system 31 and an image of the body to be photographed is brought to image pickup. Accordingly, on a monitor 7, a visible image is brought to color display. Also, a hemoglobin distribution image (IHB distribution image) and an oxygen saturation degree distribution image (SO2 distribution image) are displayed by allowing them to pass through a



real time processing unit 6. On the other hand, with respect to an endoscope image obtained under a special light illumination or an arbitrary interest area of an image stored in an image file device 8, a blood flow analytic system 12 calculates an analytic image of a hemoglobin quantity distribution, an oxygen saturation degree distribution, etc., by using a computer 10. Also, since this device is provided with an image file means, the change with lapse of time in the condition of a disease at the position a patient is concerned can also be known.

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平3-80834

⑬ Int. Cl.¹

A 61 B 5/14
1/30
5/0275

識別記号

3 1 0
3 0 0 D

庁内整理番号

7831-4C
7437-4C

⑭ 公開 平成3年(1991)4月5日

8932-4C A 61 B 5/02 3 4 0 J

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全14頁)

⑮ 発明の名称 内視鏡装置

⑯ 特 願 平1-238896

⑰ 出 願 平1(1989)9月14日

優先権主張 ⑱ 平1(1989)5月9日 ⑲ 日本(JP) ⑳ 特願 平1-116973

㉑ 発 明 者 鶴 岡 建 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉒ 発 明 者 中 村 一 成 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉓ 発 明 者 吉 川 昌 史 東京都渋谷区幡ヶ谷1丁目2番8号 オリンパス光学工業株式会社内

㉔ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉕ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡装置

2. 特許請求の範囲

撮像手段を備えた内視鏡と、複数の狭帯域波長領域の画像を得る倍写処理手段と、狭帯域処理手段により得られた画像を記録すると共に、検索するデータを記録する画像ファイル手段と、関心領域を指定する領域指定手段と、指定された狭帯域領域に対する血流量又は酸素飽和度を算出する狭帯域処理手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は被写体画像から血流量及び酸素飽和度を算出する機能を備えた内視鏡装置に関する。

〔従来技術〕

近年、胃等の臓器結腸の血流量動態と疾患との対応が種々研究され明らかにされつつあり、血流量とか酸素飽和度を計算して診断に役立てようとする

る試みが行われている。

文献「医療用組織スเปクトル分析装置」(「レーザー研究」昭和60年第13巻第2号、平水順一氏ならびに神田昌彦氏著)において、胃粘膜の分光反射スเปクトルを計測して、吸光度と血流量(ヘモグロビン量)及び酸素飽和度との間に、ある相関がある事が表わされている。第17図に人血中のヘモグロビンの吸収スเปクトルを示す。

図面において波長569nm(ナノメートル、以下同じ)および波長588nmの2点では、全てヘモグロビン中の酸化ヘモグロビンの割合(SO₂、以下同じ)の増減に関係なく、スเปクトル値が変化せず(不動点)、波長577nmの点ではSO₂が増せば吸収が増加し、波長650nmの点では逆にSO₂が増せば、減少する。

これらの特性を利用して、図面中の線分A、B及びCにて示される値を測定する事により、酸素飽和度(SO₂)及び血流量(ヘモグロビン量[Hb])を式

$$SO_2 = 0.873A/B$$

及び

$$JHb = 200C$$

を用いて求める事ができる。

ところで、上記のようなスペクトル計測を粘膜表面の一点一点について計測するのでは、広い表面全体を調査するのに長時間を要する事になってしまう。

内視鏡検査においては、特にこのような調査方法では患者に少なからぬ苦痛を与える事、ならびに胃等の計測対象が蠕動の心臓の拍動により絶えず動いている事等により実用的でない。

このため、2次元画像情報として短時間に、血液量および酸素飽和度の分布が計測できる事が望まれていた。

このため、特開昭63-311937号公報には、2次元の胃粘膜等の血液量及び酸素飽和度イメージングを高速に得られる内視鏡装置が開示されている。

〔発明が解決しようとする問題点〕

上記公報の従来例は、2次元の胃粘膜等の血液

量及び酸素飽和度のイメージングを得ていたが、任意の関心領域における血液量及び酸素飽和度の直読が困難であった。

又、画像ファイル機能がないため、同一患者の経時的観察及び計測が困難であった。

本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、胃粘膜等における任意の関心領域の血液量及び酸素飽和度について測定が可能であると共に、複数枚の画像を記録、読出し可能なファイル機能を持ち、経時的な比較も容易にできる内視鏡装置を提供することを目的とする。

〔問題点を解決する手段及び作用〕

本発明では複数の狭帯域フィルタを通した光のもとで撮影した画像信号を検索可能に記録する画像ファイル手段と、ディスプレイに表示された画像に対して領域指定を行う領域指定手段と、指定された領域指定に対して血液量又は酸素飽和度を算出する演算処理手段とを設けることにより、所望とする画像部位に対しての血液量又は酸素飽和度を数値として求められるようにしている。又、

上記画像ファイル手段により、画像を記録したり、記録した画像を検索して経時的変化等も容易に調べる事ができる。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

第1図ないし第16図は本発明の1実施例に依り、第1図は1実施例の全体構成を示すブロック図、第2図は1実施例の全体構成を示す斜視図、第3図はビデオプロセッサ等の構成を示すブロック図、第4図は回転フィルタの構成を示す正面図、第5図は回転フィルタの透過特性を示す特性図、第6図はヘモグロビンの酸素飽和度の変化による血液の吸光度の変化を示す特性図、第7図はリアルタイム処理ユニットの構成を示すブロック図、第8図は血液解析システムの全体的処理を示すフロー図、第9図は処理条件設定の選択メニューを示す説明図、第10図は画像部分のみが切り出される様子を示す説明図、第11図はヘモグロビン量を求める演算処理のフロー図、第12図は酸素

飽和度を求める演算処理のフロー図、第13図はCRTに出力される画像の近くにスケールが表示されることを示す説明図、第14図は領域指定のメニューを示す説明図、第15図は領域指定により、指定された領域についてのヘモグロビン値又は酸素飽和度を算出する処理のフロー図、第16図は領域指定される様子を示す説明図である。

第1又は第2図に示すように1実施例の内視鏡装置1は、撮影手段を備えた電子内視鏡2と、この電子内視鏡2に照明光を供給する光源装置3及び信号処理回路4（第3図参照）とを内蔵したビデオプロセッサ5と、このビデオプロセッサ5と接続され、酸素飽和量等をリアルタイム処理するリアルタイム処理ユニット6と、このリアルタイム処理ユニット6で処理された画像又はスイッチSによりビデオプロセッサ5から出力される映像信号を表示する画像表示用カラーモニタ（CRTとも記す）7と、前記ビデオプロセッサ5と接続され、ビデオプロセッサ5から出力される画像を検査用のデータと共に記録したり、記録された画

像を検索可能とする画像ファイル装置8、この画像ファイル装置8の画像を表示する画像表示用カラーモニター（CRTとも記す。）9、前記画像ファイル装置8の画像に対して画像処理する画像処理用コンピュータ10、このコンピュータ10の処理メニュー等を表示する操作用モニター11とからなる画像解析システム12とから構成される。尚、第1図に示す画像ファイル装置8は第2図ではコンピュータ10に内蔵されている。またコンピュータ10で処理された画像はカラーモニター9によって表示可能である。

第2図に示すように上記電子内視鏡2は、単長で例えば可換性の挿入部13を有し、この挿入部13の後端に太径の操作部14が連設されている。前記操作部14から側方に可換性のケーブル15が接続され、このケーブル15の先端部にコネクタ16が設けられている。この電子内視鏡2は、上記コネクタ16を介してビデオプロセッサ5に接続できるようにしてある。

上記挿入部13の先端部には、便宜の先端部1

7及びこの先端部17に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部18が順次設けられている。また、上記操作部14に設けられた湾曲操作ノブ19を回転操作することによって、上記湾曲部18を左右方向あるいは上下方向に湾曲できるようになっている。また、上記操作部14には、上記挿入部13内に設けられた処理具チャンネルに連通する挿入口20が設けられている。

第3図に示すように、電子内視鏡2の挿入部13内には、照明光を伝送するライトガイド21が挿通されている。このライトガイド21は、第2図に示すケーブル15内を挿通され、ビデオプロセッサ5に接続することにより、このライトガイド21の入射側となる端面には光源装置3から色順次の照明光が供給される。

電源22から供給される電力によって発光するランプ23の照明光は、モータ24によって回転駆動される回転フィルタ25を透過することにより、その回転フィルタ25の最外周部分を光路中に介装させた場合には、その周方向に取付けられた赤、

緑、青の各色透過フィルタ26R、26G、26Bを順次通した赤、緑、青の各波長の光、つまり3原色順次の光にされ、ライトガイド21の端面に照射される。

上記ランプ23は、紫外線から紫外線に至る広帯域の光を発光するもので、キセノンランプとかストロボランプ等を用いることができる。

尚、モータ24はモータドライバ28によって、その回転速度が一定となるように駆動制御される。

上記ライトガイド21によって伝送された照明光は、挿入部13の先端部の端面から前方に出射される。この照明光で照明された被写体は、挿入部13の先端部に取付けた対物レンズ31によって、その焦点面に配置された固体撮像素子としてのCCD32に結像される。

このCCD32は、可視領域を含め、紫外線から紫外線域に至る広い波長域に感度を有し、このCCD32に結像される光學像を光電変換し、信号電荷として蓄積する。

しかして、信号処理回路4内のドライバ33が

ら、信号線34aを介して伝送された駆動パルスにより、CCD32の信号電荷は読み出され、信号線34bを介して信号処理回路4内のプリアンプ35に入力される。

上記プリアンプ35で増幅された映像信号は、プロセス回路36に入力され、 γ 補正及びホワイトバランス等の信号処理が施され、A/Dコンバータ37によって、デジタル信号に変換されるようになっている。このデジタルの映像信号はセレクタ回路38によって、例えば赤（R）、緑（G）、青（B）の各色に対応する3つの第1メモリ39a、第2メモリ39b、第3メモリ39cに選択的に記憶されるようになっている。上記メモリ39a、39b、39cに記憶された信号データは同時に読み出され、A/Dコンバータ41によってアナログ信号に変換され、R、G、B色信号として出力されると共に、エンコーダ42に入力され、このエンコーダ42からNTSCコンポジット信号として出力される。

上記エンコーダ42から出力されるコンポジッ

ビデオ信号は、スイッチSを介してカラーモニタ7に入力でき、被写体像をカラー表示する。

上記信号処理回路4内には、システム全体のタイミングを作るタイミングジェネレータ43が設けられ、このタイミングジェネレータ43の出力信号によって、モータドライバ28、ドライバ33の各回路の同期をとっている。

本実施例では、切換え回路44にて、フィルタ切換装置45を制御し、回転フィルタ25の最外周部を、照明光路中に介装すると、上記ランプ23から出射された光は第4図に示す回転フィルタ24の最外周に設けられ、R、G、Bを透過するフィルタ26R、26G、26Bを順次透過してR、G、Bの各波長領域の光に時系列的に分割される。

尚、これらフィルタ26R、26G、26Bの透過特性を第5図(a)に示す。

上記R、G、Bの光はライトガイド21を介して、その先端から被写体に照射される。この可視帯域におけるR、G、Bの順次照明光による被

写体からの反射光は、対物レンズ系31によってCCD32上に結像され、このCCD32によって被写体像が撮像される。従って、モニタ7には、通常の可視画像がカラー表示される。

一方、上記切換え回路44にて、フィルタ切換装置45を制御し、回転フィルタ25を下方に移動すると、第4図に示す中間の狭帯域フィルタ群51a、51b、51cが照明光路中に順次介装される。さらに下方に移動すると、最内周の狭帯域フィルタ群52a、52b、52cが照明光路中に順次介装される。

上記狭帯域フィルタ群51a、51b、51cは、例えば第6図の $\lambda 11$ 、 $\lambda 12$ 、 $\lambda 13$ を中心としてその近傍の波長バンドを透過透過特性を示し、この透過特性を第5図(b)に示す。尚、各波長 $\lambda 11$ 、 $\lambda 12$ 、 $\lambda 13$ を中心とする波長バンドをW11、W12、W13で表わす。

同様に、狭帯域フィルタ群52a、52b、52cは、第6図の波長 $\lambda 21$ 、 $\lambda 22$ 、 $\lambda 23$ を中心として狭い波長バンドW21、W22、W2

3のみをそれぞれ通すものである。この実施例では、第6図の波長群($\lambda 11$ 、 $\lambda 12$ 、 $\lambda 13$)から($\lambda 51$ 、 $\lambda 52$ 、 $\lambda 53$)のうちの2つの波長群($\lambda 11$ 、 $\lambda 12$ 、 $\lambda 13$)と($\lambda 21$ 、 $\lambda 22$ 、 $\lambda 23$)の一方を選択できるようにしているが、回転フィルタ25を取り換えることにより、他の波長群を選択することでもできる。

従って、上記波長群の波長バンドを選択すると、その選択された波長バンドの光がライトガイド21を介して、先端部17に伝達され、被写体に照射される。この照明光による被写体からの反射光は、対物レンズ31によってCCD32上に結像され、このCCD32によって、被写体像が撮像される。この場合スイッチSによりこの信号をモニタ7に出力すると、波長バンドW11、W12、W13又はW21、W22、W23による(R、G、Bフィルタの透射光輝度に対して)特発光画像が疑似カラーで表示される。

又、リアルタイム処理ユニット6を通すことにより、ヘモグロビン分布画像(Hb分布画像)

とか酸素飽和度分布画像(SO_2 分布画像)が表示される。

選択された波長バンドW11、W12、W13又はW21、W22、W23の各(中心)波長を $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ で表わすとして、上記リアルタイム処理ユニット6の構成及び作用について第7図を参照して以下に説明する。尚、ここで $\lambda 1$ 、 $\lambda 3$ は SO_2 によって、吸収度が全く変わらない波長を示し、波長 $\lambda 2$ は SO_2 によって吸収度が大きく変化する波長を表わす。

上記波長 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ を中心波長とする波長バンドW1、W2、W3の照明光のもとで撮像された信号(分り易くするためこれもW1、W2、W3で表わす)は3入力1出力の3つのセレクトラ61a、61b、61cをそれぞれ介して逆アンプ回路62a、62b、62cに入力される。例えば、セレクトラ61aは波長バンドW1に対応する画像信号を、セレクトラ61bは波長バンドW2に対応する画像信号を、セレクトラ61cは波長バンドW3に対応する画像信号を、それぞれ逆アンプ

正回路62a, 62b, 62cに出力するように設定してある。

上記逆ア補正回路62a, 62b, 62cは、上記ビデオプロセッサ5で既にア補正が行われていることから、これを元に戻すために逆ア補正が行われる。この逆ア補正回路62a, 62b, 62cの出力は、それぞれレベル調整回路63a, 63b, 63cに入力される。このレベル調整回路63a, 63b, 63cは、レベル調整制御信号発生回路64からのレベル調整制御信号によってレベルが調整され、3つのレベル調整回路63a, 63b, 63cによって、全体のレベル調整が行われる。更に、例えば第6図のような酸素飽和度の变化による血圧の吸光度の変化を示す図の縦軸が100であることから、上記レベル調整回路63a, 63b, 63cの出力は、それぞれ100アンプ65a, 65b, 65cによって、対数変換される。

3つのlogアンプのうちの2つのlogアンプ65a, 65cの出力は、差動アンプ66bに入力

され、波長バンドW1に対応する画像信号と波長バンドW3に対応する画像信号との差が演算されるようになっている。また、同様に、2つのlogアンプ65b, 65cの出力は、差動アンプ66aに入力され、波長バンドW2に対応する画像信号と波長バンドW3に対応する画像信号との差が演算されるようになっている。このように、2つの波長に対応する画像信号の差から、被検体に酸素がどれだけ溶け込んでいるか、すなわち酸素飽和度を知ることができる。また、酸素が多く溶け込んでいるということは、つまり、酸素を多く消費しているということであり、これによって、血流がどれ位か分かる。

上記差動アンプ66a, 66bの出力は、酸素飽和度SO₂を求めるために用いられ、除算器67に入力され、この除算器67で所定の演算

$$\frac{\log W 2 - \log W 3}{\log W 1 - \log W 3}$$

を行うことにより、前記SO₂が求められる。また、上記差動アンプ66bの出力

$$\log W 1 - \log W 3$$

はヘモグロビン濃度(Hb)を表わすものとなる。

上記除算器67の出力及び差動アンプ66bの出力は、2入力のセレクト68に入力され、このセレクト68から、SO₂を示す信号と血圧値、ヘモグロビン濃度(Hb)を示す信号の一方が選択的に出力されるようになっている。

前記セレクト68の出力信号は、計測に使用する場合には、そのまま取り出され、一方、表示させる場合には、ア補正回路69によって、再度ア補正を行い、モニター7に出力される。

上記リアルタイム処理ユニット6は動画モードでSO₂分布画像とかHb分布画像を表示することができる。

一方、血液解析システム12は特殊光照明のもとで得られた内設被照像あるいは画像ファイル装置6に記憶された画像の任意関心領域に対して、コンピュータ10を用いてヘモグロビン分布、酸素飽和度分布等の解析画像を算出する。

この血液解析システム12は、デジタル画像

入力装置と組合わせて、1つのプログラム内で、入出力、条件設定、処理が対話形式で行えるようにしている。

このため、画像処理用コンピュータ10としては、例えばPC-9801RA5(計算機本体と40Mbytのハードディスク)を用いその実行環境は32ビットCPUの30386(Intel)を画像処理プロセッサ30387ありで使用する。

尚、画像ファイル装置8はこの実施例では上記コンピュータPC-9801RA5に内蔵された40Mbytのハードディスクで構成される。

又、上記コンピュータ10は画像記憶用フレームメモリ(例えばASTRODESIGN GG125-A/D)を装着して用いた。又、このコンピュータ10において、任意の関心領域を設定するために、マウス71(例えばPC-9872U)が接続してある。又、各メニューの選択はキーボード72の例えばファンクションキーのみで殆ど行えるようにしている。

上記コンピュータ10による操作手順等を対話

形式で行うためのモニタ11として例えばPC-KD853を用いることができる。

又、処理画像を表示するモニタ9として、例えばSONYのPVM-1371Qを用いることができる。

上記コンピュータ10に入力される入力画像としては、ディジタル画像入力装置からの内視鏡画像(例えば 512×480 dot、整数1 byte $\times 3$)とホプログラムで処理した数値データ画像(例えば 365×385 dot、実数4 byte)である。

このコンピュータ10による処理内容は、(例えば実数4 byte データでの)演算処理と、(例えば 365×385 dot、整数1 byte データでの)白黒画像データ作成と、(例えば 365×385 dot、整数1 byte $\times 3$ データでの)疑似カラーデータ作成の処理を行う。

上記演算処理としてはヘモグロビン量分布画像(IHb分布画像と略記)の算出、酸素飽和度分布画像(SO₂分布画像と略記)の算出を行う。

又、白黒画像データ作成は、上記IHb又はS

O₂分布画像の実数値画像の整数化、ヒストグラムの平坦化による表示レンジの拡張である。

又、疑似カラーデータの作成は、上記白黒画像データの疑似カラー(32色)化である。

又、出力画像は、例えば 365×385 dot、実数4 byte の数値データ画像として出力するようにしている。

次に上記システム12の処理フローを第8図を参照して以下に説明する。

上記システム12のプログラムをスタートさせると、モニタ11には画像入力条件設定の処理P1のメニューが表示されるので、未処理画像つまり内視鏡画像又は処理された処理画像としての数値データ画像の選択を行うと共に、入力媒体としてハードディスク又はフロッピーディスクの選択を行う。

上記選択で未処理画像を選択した場合には第9図に示す処理条件設定の処理P2を行う。つまりSO₂又はIHbのいずれの処理を行うかの選択を行う。

次に画像入力&切出しの処理P3により、内視鏡画像をフレームメモリへの転送と、第10図に示すように内視鏡画像全体から患者データ等の故障処理に不必要な領域又は損傷となる領域をカットして画像部分のみを抽出する処理を行う。

次に、逆A補正の処理P4を行う。未処理画像(内視鏡画像)ではA補正が行われているので、逆A補正によりA補正されてない画像に戻す。

次に演算処理P5により、第11図又は第12図に示すIHb又はSO₂を算出する処理を行い、その処理結果をデータ保存の処理P6又はデータ保存&CRT出力の処理P7又はCRT出力の処理P8のいずれかの処理を行う。

上記データ保存の処理P6は、IHb又はSO₂に対して算出された数値データ画像の保存であり、CRT出力の処理P8は白黒又は疑似カラー化してCRT9に出力する処理である。又、データ保存&CRT出力の処理P7はP6とP8の両方の処理を行う。

一方、処理画像が選択された場合には、出力条

件設定の処理P9により、白黒又は疑似カラー化して出力するかを選択を行い、次の画像入力の処理P10により数値データ画像のフレームメモリへの転送を行う。

このフレームメモリへの転送が行われると、CRT出力の処理P8によりCRT9に処理画像が表示される。

しかして、CRT9に表示された画像に対して領域指定&数値出力の処理P11により、第15図に示す処理を経て指定された点又は指定された領域に対する数値データがCRT11に表示される。従って、マウス71により関心領域を指定すれば、その指定された領域でのIHb又はSO₂の数値データが計算され、その結果がCRT11に表示される。

次に各処理について説明する。

画像入力条件設定の処理P1では入力画像条件として未処理画像又は処理画像の選択と、入力媒体としてハードディスク又はフロッピーディスクの選択を行う。尚、未処理画像を画像ファイル負

置8としてのハードディスクに記録する場合、その画像データは患者データ、日付等の検索用の2次データと共に記録される。従って、検索する場合に患者データ、日付等を利用できる。

上記処理P1において、未処理画像且つハードディスクを選択した場合には、デジタル画像入力装置の画像選択ルーチンを使用し、その他はマニュアルでファイル名を入力する。

入力画像は、未処理の内視鏡画像については例えば 512×480 dot、整数1 byteで処理済の数値データ画像については例えば 365×385 dot、実数4 byte 構成である。

尚、処理画像に関しては、画像データの先頭部分に数値パラメータ（最大値、最小値）が付属する。

次に未処理画像が選択された場合での処理条件設定の処理P2と処理画像が選択された場合での出力条件設定の処理P9について説明する。

これらの場合には、第9図に示すようにIHb, SO₂の選択とか、波長バンドW1, W2, W3

の選択、白黒又は擬似カラーの出力形態の選択、CRT出力をするかしないかの選択、データ保存をするかしないか、又データ保存をハードディスクにするかフロッピーディスクにするか、保存する際のファイル名の設定等を行う。

尚、処理画像の割合には、選択できる項目は、出力形態の選択のみで、CRT出力はYES、データ保存はNOとなる。

尚、波長バンドの選択を可能にすることにより、フィルタ構成の異なる光源装置の場合等にも対応できる。

未処理画像に対しては次の画像入力及切出しの処理P3により、例えば 512×480 dot、整数1 byteの内視鏡全画面を、 365×385 dotの画像部分のみを切出し（この様子を第10図に示す。）RGB個別の配列に格納する。

一方処理画像に対しての画像入力の処理P10では、ファイル先頭にある2つの数値パラメータ（最大値、最小値）を読み込む、それに引き続いて画像データ（ 365×385 dot、実数4 byte）

を読み込む。

尚、上記画像入力及切出しの処理P3が行われた画像データは、歪み補正の処理P4によって入力画像をDAin、補正後の出力画像をDAoutとすると、

$$DAout = (DAin)^{2.2}$$

の処理が全ての画像部分データに対して行われる。その後、演算処理P5が行なわれる。

この演算処理P5は、IHbについては、第11図、SO₂については、第12図に示す処理が行なわれる。

第11図に示すIHbの処理がスタートすると、先ず初期設定が行われる。

つまり、IHbの算出に用いられる2つの波長λ1, λ3の照明のもとで得られた各画像データをそれぞれコンピュータ10内のフレームメモリに設けた画像格納領域 image_W1 (X_size, Y_size)、image_W3 (X_size, Y_size) に格納する。ここでX_size, Y_sizeはX方向及びY方向の領域の大きさを表わす。

また、IHbデータ格納領域IHb (X_size, Y_size)も初期化し、演算処理に用いる変数X, Yも0を代入して初期化する。

この初期設定の処理の後、演算処理を行う。

つまり、変数Yを1だけ増加し、さらに変数Xも1だけ増加し、これらの数(X, Y)に対してのIHbの値IHb (X, Y)を求める。つまり $\log \{ \text{image_W1}(x, y) \} - \log \{ \text{image_W3}(x, y) \}$ を計算して、この値をIHb (X, Y)に代入する。

次に、このXの値が画像データ領域(X方向の大きさ)以内であれば、再び1だけ増加してどのような計算を行う。この計算を繰り返すことにより、特定のYの値（この場合には1）に対してX方向の領域X_size全てに対するIHbが求められるので、次にYの値を1だけ増加して、同様の処理を行う事を繰返すことにより、画像データ領域X_size, Y_size全てに対するIHbを求める。このIHbを求める演算を終了する。

又、第12図に示すSO₂の演算処理は、第1

1図に示すI Hbと類似した換算を行う。

このSO₂の換算処理では、その初期設定がI Hbの初期設定において、さらに放長λ2での画像データをフレームメモリ内の画像データ格納領域 Image_W2 (X_size, Y_size)に転送し、I Hb (X_size, Y_size)の代りにSO₂のデータ格納領域SO₂ (X_size, Y_size)を初期化する。

又、換算処理は、第11図のI Hb (x, y)を求めるための計算の代りに、

$$\frac{\log \{ \text{Image-W2}(x, y) \} - \log \{ \text{Image-W3}(x, y) \}}{\log \{ \text{Image-W1}(x, y) \} - \log \{ \text{Image-W3}(x, y) \}}$$

を計算してSO₂ (x, y)に代入する。

その他は、第11図と同様である。

このようにして、換算処理P5により画像データの各画素に対してI Hb、SO₂の値が求められ、画像データの各画素に対応してフレームメモリに配列データとして格納される。

尚、I Hb、SO₂の最大値及び最小値も算出される。

。又、このIは、

$$I = \text{INT} [\text{DAIn} / 8] + 1$$

により定まる。ただしINT [] は小数点以下を切捨てることを意味する。

このCRT出力の処理P8におけるその他の処理として、白黒画像の場合には、グレースケール(0～255)を、類似カラーの場合にはカラースケール(32色)を出力する。この様子を第13図に示す。つまり、画像の右側等に、例えば20×256 dotのサイズでスケールを表示する。グレーは0～255が連続的に、カラーは20×8サイズのブロックで表わす。

又、未知処理画像におけるデータ保存&CRT出力の処理P7は、P6とP8の組合わせとなる。

次に、領域指定&数値出力の処理P11について説明する。

CRT9に表示された画像に対して領域指定手段としてのマウス71による指定法として、この実施例では第14図に示すように1点指定又は矩形指定を選択することができる。

しかし、データ保存の処理P6では、各換算結果と共に、最大値、最小値も保存される。

又、CRT出力の処理P8では、換算結果、最大値(MAX)、最小値(MIN)により、正規化処理を行う。つまり

$$\text{DAout} = (\text{DAin} - \text{MIN}) / (\text{MAX} - \text{MIN})$$

を行う。又、ヒストグラムの平滑化を行い、さらにγ補正つまり、

$$\text{DAout} = (\text{DAin})^{0.45}$$

を行う。

その後、白黒画像形成の処理、例えば

$$\text{DAout} = \text{NINT} [255 \times \text{DAin}]$$

を行う。ここでNINT [] は、四捨五入による数値化を意味する。

又、類似カラーデータの作成を行う。上記白黒データに基づき、例えば32色のカラーに変換する。

32色の色は、COLOR_R(1)、COLOR_G(1)、COLOR_B(1)の3つの配列に予め用意されている(ここで1=1～32)

上記マウス71で指定した点、又は領域は画面上に表示される。つまり指定座標としてx1, y1に表示され、矩形領域の場合にはx1, y1にその領域の左上の点が表示され、SIZE_X, SIZE_YにX方向とY方向のサイズが表示される。

尚、第14図の4角内の表示は、マウス71による指定ルーチンが終了後表示される。但し、処理画像は処理条件設定が出力条件になる。

上記マウス71による関心領域の指定が行われると、換算処理により予め求められたその領域に対応するI Hb又はSO₂のデータが読み出され、1点指定の場合には読み出されたデータが、矩形指定の場合にはその領域内の格納平均値が計算されて、その値が表示される。

上記領域指定&数値出力の処理P11のフローを第15図を参照して以下に説明する。

領域指定&数値出力の処理P11がスタートすると、第14図のようなメニューが現われるので、1点指定か矩形指定かの領域指定法設定を行う。

1点指定の場合には、マウス71を操作してそのカーソルを所望とする部位に移動し、セットボタンを押してそのカーソル点の座標($x1$, $y1$)を指定すると、コンピュータ10はその座標点に対応するI Hb又はSO₂の数値データを読み取りを行う。しかして、その読み込んだデータを表示する。

一方、矩形指定を行った場合には、マウス71によって、第16部に示すように2点の座標($x1$, $y1$)、($x2$, $y2$)を指定する。

この場合、最初の1点の指定で左上の座標($x1$, $y1$)が決定され、次の点の指定でその対角線方向の座標($x2$, $y2$)が決定される。

上記2点の座標($x1$, $y1$)、($x2$, $y2$)が決定されると、この矩形領域内の数値データの読み込み処理が行われる。

つまり、数値データ(累積用)変数Totalと計測点カウンタCountに0がセットされた後、座標変数Yに $y1+1$ が、Xに $x1+1$ が代入され、数値データ変数Totalにはその座標変数X、Yの

I Hb又はSO₂データが加算されると共に、カウンタCountが1アップされる。しかして、この座標変数Xが座標X2より小さい場合には、Xの値を1つづアップして各座標での数値データI Hb(x , y)又はSO₂(x , y)を変数Totalに加算する。このようにして、Yの値に対してX1からX2までのX座標全ての数値データが累積加算され、次にYの値を1つづアップして、結局矩形領域全ての座標に対しての数値データの総和量が求められる。従って、この総和量を領域の大きさを表わすカウンタCountの値で除算した値がI Hb又はSO₂のデータDataに代入され、CRT11にその結果が表示される。

他の点についてもI Hb又はSO₂を求める場合には継続するかに対してYESを選択すれば領域指定法規定の処理に戻る。又、NOを選択すると、終了することになる。

この1実施例によれば、関心領域を指定することにより、所望とする部位に対するI Hb又はSO₂を数値として得られる。

又、画像ファイル手段を備えているので、例えば同一患者に対して、注目する部位の症状の経時的変化を知ることができる。

つまり、同一患者に対して、異なる日付又は時間での同一部位に対して、I Hb又はSO₂の具体的数値を比較することにより、どの程度の速度で治療が進んでいるか、又は症状が進行しているかを容易に知ることができる。

又、このように経時的変化を簡単に求められるので、薬その他での治療処置したその治療処置がその症状に対して有効であるか否かの判断も短期間で知ることができる。

従って、診断その他に有力な資料を提供できることになる。

尚、上述の実施例では、回転フィルタ25に通常R、G、Bの色透過フィルタ26R、26G、26Bと、狭帯域のフィルタ51a、…、52cを取付けたが、別々に設けるようにしても良い。

又、本発明は電子内視鏡2を用いたものに限らず、ファイバースコープ等の光学式内視鏡の接眼部

にテレビカメラを装着したものでも同様に適用できる。

尚、上述の実施例では、リアルタイム処理ユニット6は、I Hb又はSO₂分布画像をリアルタイム処理してその処理画像を表示できるようにしているが、さらに累積手段及び任意に時間制御可能なゲート手段とを設けて、領域指定手段で指定された画像部分に対してゲートを開き、累積手段で累積すると共に、そのゲートが閉じた時間で除算する等して指定領域に対するI Hb又はSO₂をリアルタイム又はこれに近い処理時間で算出できるようにすることもできる。又、リアルタイム処理ユニット6でも画像ファイル手段から読み出した画像に対してI Hb分布画像SO₂分布画像とが、指定された領域についてのI Hb、SO₂を表示するようにすることもできる。

尚、領域指定手段としてライトペンとかキーボードのカーソル移動キー等を用いても良い。

[発明の効果]

以上述べたように本発明によれば、血液値とか

酸素飽和度の分布画像が得られると共に、任意の関心領域に対しての血漿量、酸素飽和度の数値データを算出できる。又、画像ファイル手段を備えているので、経時的な変化も計算可能となり、病変部等に対する診断能を向上できる。

4. 図面の説明

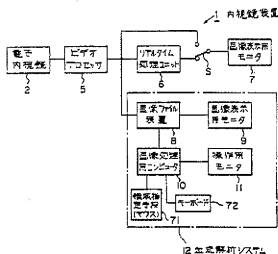
第1図ないし第16図は本発明の1実施例に係り、第1図は1実施例の全体構成を示すブロック図、第2図は1実施例の全体構成を示す斜視図、第3図はビデオプロセッサ等の構成を示すブロック図、第4図は回転フィルタの構成を示す正面図、第5図は回転フィルタの透過特性を示す特性図、第6図はヘモグロビンの酸素飽和度の変化による血液の吸光度の変化を示す特性図、第7図はリアルタイム処理ユニットの構成を示すブロック図、第8図は血液解析システムの全体的処置を示すフロー図、第9図は処理条件設定の選択メニューを示す説明図、第10図は画像部分のみが切り出される様子を示す説明図、第11図はヘモグロビン量を求める演算処理のフロー図、第12図は

酸素飽和度を求める演算処理のフロー図、第13図はCRTに出力される画像の近くにスケールが表示されることを示す説明図、第14図は領域指定のメニューを示す説明図、第15図は領域指定により、指定された領域についてのヘモグロビン量または酸素飽和度を算出する処理のフロー図、第16図は領域指定される様子を示す説明図、第17図は従来例における人血中のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す図である。

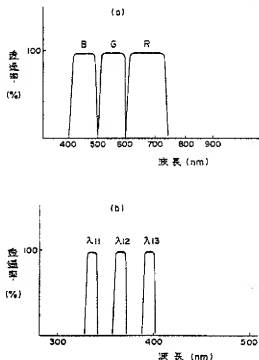
- | | |
|--------------------|-----------|
| 1…内視鏡装置 | 2…電子内視鏡 |
| 3…光導線装置 | 4…信号処理回路 |
| 5…ビデオプロセッサ | |
| 6…リアルタイム処理ユニット | |
| 7, 9, 11…モニタ (CRT) | |
| 8…画像ファイル装置 | 10…コンピュータ |
| 12…血液解析システム | |
| 25…回転フィルタ | 32…CCD |
| 71…マウス | 72…キーボード |

代理人 井里士 伊藤 達

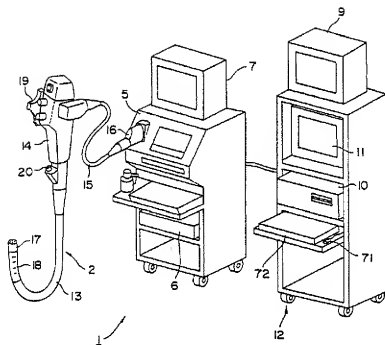
第1図



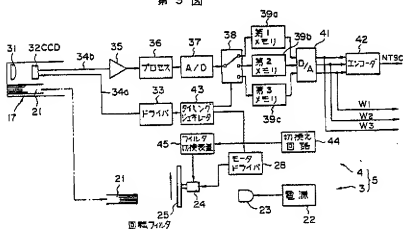
第5図



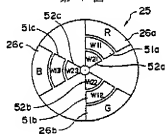
第 2 図



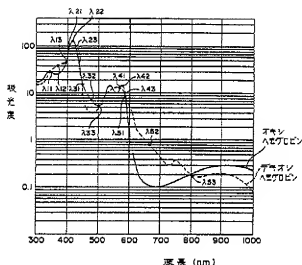
第 3 図



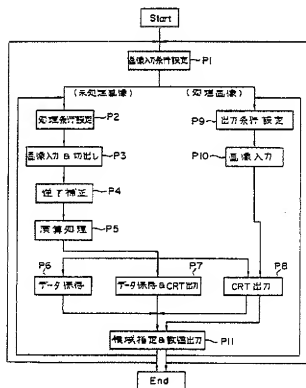
第 4 図



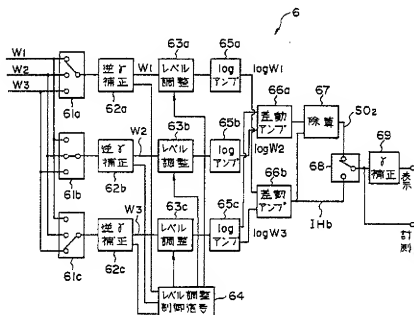
第 6 図



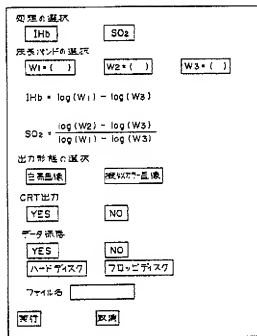
第 8 図



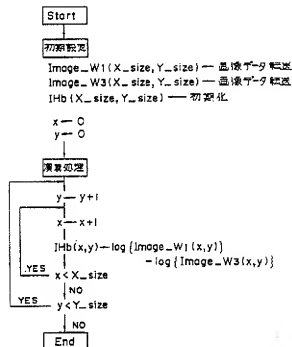
第 7 図



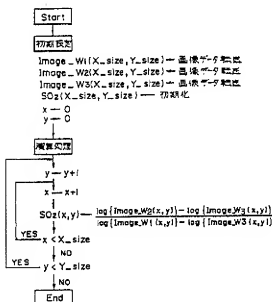
第 9 図



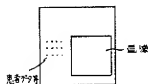
第 11 図



第 12 図



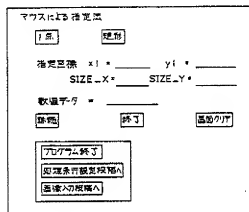
第 10 図



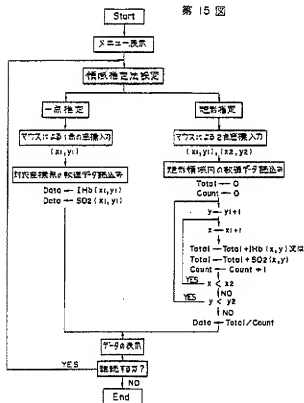
第 13 図



第 14 図



第 15 図



第 16 図



第 17 図

